

## مقایسه دوز جذبی دو دستگاه CBCT با رادیوگرافی‌های دیجیتالی خارج و داخل دهانی در ارگانهای هدف

دکتر احمدرضا طلائی پور<sup>۱</sup>، دکتر لادن حافظی<sup>۲</sup>، دکتر فریدون میانجی<sup>۳</sup>، دکتر ساناز حیدرخان طهرانی<sup>۴</sup>

۱- استاد بخش رادیولوژی فک و صورت، مرکز تحقیقات مجمه فک و صورت، واحد دندانپزشکی تهران، دانشگاه آزاد اسلامی

۲- استادیار بخش رادیولوژی فک و صورت، واحد دندانپزشکی تهران، دانشگاه آزاد اسلامی

۳- استادیار، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای سازمان انرژی اتمی تهران

۴- متخصص رادیولوژی فک و صورت

### خلاصه:

**سابقه و هدف:** امروزه جهت رسیدن به طرح درمان جامع و تشخیص صحیح، تجویز رادیوگرافی به تعداد مناسب از یک طرف و حفظ اصول حفاظت بیماران در برابر اشعه غیر ضروری چالش بزرگ پیش روی دندانپزشکان می‌باشد این مهم در درمان‌های جامعی چون ارتودنسی و جراحی‌های بازسازی ناحیه فک و صورت اهمیت بیشتری پیدا می‌کند. لذا اندازه گیری مقادیر دوز دریافتی ارگان‌های حیاتی حین تصویربرداری‌های مختلف دندانپزشکی و مقایسه آنها با هم امروزه مورد توجه قرار گرفته است.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه تجربی دوزیمترهای کالیبره شده TLD (Thermoluminescence dosimeter) در ۱۲ ارگان مختلف فانوم قرار داده شد و تحت تصویربرداریهای دیجیتالی پانورامیک، سفالومتری لترال و خلفی - قدامی سری کامل پری اپیکال با field of view ماکزیمال فوسفاسیال CBCT دو دستگاه مختلف قرار گرفت. جهت پایایی، دوزیمتری سه بار انجام شد و نتایج پس از محاسبه میانگین و انحراف معیار با آزمون ANOVA آنالیز شدند.

**یافته‌ها:** بیشترین دوز جذبی مربوط به غده بزاقی تحت فکی راست با دستگاه CBCT AlphardVEGA به میزان ۴۹۹۷ میکروسیورت و سپس مغز استخوان راموس راست با همان دستگاه بوده و کمترین دوز متعلق به لوب فرونتال مغز با رادیوگرافی دیجیتالی داخل دهانی به میزان ۱۶ میکروسیورت بود. در مجموع دوز جذبی در دستگاه AlphardVEGA بیشتر از NEWTOM بود. همچنین دوز جذبی در اسکنرهای CBCT بیشتر از تصویربرداری دیجیتالی خارج دهانی و دیجیتالی داخل دهانی بود. ( $P < 0.001$ )

**نتیجه گیری:** دوز جذبی اندامها در سر و گردن حین تصویربرداری با (FOV(Field of View) بزرگ CBCT بیشتر از تصویربرداری های دیجیتالی خارج دهانی و دیجیتالی داخل دهانی می‌باشد.

واژگان کلیدی: رادیوگرافی دندان، Cone BeamCT، اندازه گیری دوز جذبی

وصول مقاله: ۹۵/۲/۸ اصلاح نهایی: ۹۵/۴/۲۳ پذیرش مقاله: ۹۵/۵/۲۸

### مقدمه:

دندان و استخوان اطراف آن قبل و پس از درمان انجام می‌شود.<sup>(۱)</sup> رادیوگرافی پانورامیک برای بررسی کل ماژیرلا و مندیل و کندیل‌ها و رادیوگرافی لترال سفالومتری نیز جزء مدارک رادیوگرافی اولیه بیماران می‌باشد که به آن ORD یا Orthodontic Radiographic Documentation اطلاق می‌شود.<sup>(۲)</sup>

با وجود استفاده گسترده از رادیوگرافیهای معمول در طی سالیان طولانی، به دلیل عدم کارایی دقیق نسبت به تصاویر سه بعدی، امروز استفاده از آنها رو به کاهش است.<sup>(۳)</sup> توموگرافی کامپیوتری با اشعه مخروطی (CBCT) تکنیکی برای تهیه

تصاویر رادیوگرافیک دقیق از ملزومات تشخیص صحیح و طرح درمان مناسب می‌باشند.<sup>(۱)</sup> در طی سالیان گذشته رادیوگرافیهای مختلفی با ساختار تصاویر دوبعدی برای ارزیابی‌های دندانپزشکی ابداع شده‌اند که دارای سوپرایمپوزیشن و اعوجاج هستند.<sup>(۲)</sup> رادیوگرافیهای مورد نیاز در ارتودنسی معمولاً شامل تصاویر پانورامیک، سفالومتری لترال و خلفی-قدامی میباشد<sup>(۳)</sup> در بیمارانی که دندانهای دائمی دارند و قرار است درمان جامع ارتودنسی با بند و براکت گذاری کامل را دریافت کنند، رادیوگرافی کامل داخل دهانی توصیه شده که برای جستجوی بیماری دندان و تعیین رکورد

### مواد و روش‌ها:

در این مطالعه تجربی از سر فانتوم انسان RANDO Phantom (Alderson Research lab, Inc Stamford, Connecticut) برای محاسبه و مقایسه دوز جذبی اندام‌های بحرانی در رادیوگرافی‌های دیجیتال خارج دهانی و دیجیتال داخل دهانی استفاده شد. دستگاه‌های مورد استفاده برای سفالومتری و پانورامیک Cranex D (Soredex, Helsinki Finland) و پری اپیکال MinRay (Soredex, Helsinki Finland) بود. در این مطالعه FOV بزرگ (۱۵×۱۵ سانتی متر) دو دستگاه CBCT مدل‌های NewTom VGi (Quantitative Radiology, Verona, Italy) و Alphard VEGA (AlphardVEGA, Roentgen Ind. Co Kyoto, Japan) نیز مورد بررسی قرار گرفت. پس از قرار دادن دوزیمترهای کالیبره شده، فانتوم درون هر یک از دستگاه‌ها قرار داده شده و با توجه به نورهای نشانگر و موقعیت‌های نزدیک به واقعیت ثابت شده و سپس در معرض اشعه X قرار گرفت. برای اینکه دوز کافی توسط دوزیمترها خوانده شود برای هر کدام از تصویربرداریهای معمولی دیجیتال ۱۰ بار و تصویربرداری CBCT ۵ بار اکسپوز انجام گرفت. سپس مقادیر بدست آمده تقسیم بر تعداد دفعات اکسپوز شد.

### پارامترهای تنظیمی تابشی برای هر نوع دستگاه تصویربرداری

نوع دستگاه	kVP	mA	زمان اسکن (ثانیه)	زمان در معرض اشعه X (ثانیه)
Cephalometry lateral	۶۶	۱۰	-	۵/۸
Cephalometry P.A	۷۵	۱۰	-	۰/۳
panoramic	۵۷	۱۰	-	۱۱
پری اپیکال دیجیتال	۷۰	۷	-	۰/۲ قدامی، ۰/۳ خلفی
CBCT newtom VGi	۱۱۰	۱-۲۰	۱۸-۲۶	۵/۵
CBCT ALPHARDVEGA	۸۰	۲-۱۵	۱۷	۱۷

CBCT: cone beam computed tomography, kVP: peak kilovoltage, mA: milliamper.

برای کالیبراسیون دوزیمترها، نخست گروه دوزیمترهای انتخاب شده برای آزمایش با استفاده از کوره الکتریکی و در دمای ۲۴۰ درجه سانتیگراد به مدت ۲۰ دقیقه گرمادهی شده

تصاویر سه بعدی است که اخیراً ابداع شده است. تحقیقات نشان داده‌اند که تکنیک CBCT روش نسبتاً جدیدی برای اخذ رادیوگرافی‌های سر و گردن است که از مهمترین مزیت‌های آن قرار گرفتن بیمار در معرض اشعه کمتر نسبت به CT است.<sup>(۳)</sup> به دلیل تصاویر ۳ بعدی قابل اعتماد CBCT، دقت ژئومتری بالا و کاهش خطا در اندازه‌گیری خطی و زاویه‌ای، اخیراً کاربرد آن در زمینه دندانپزشکی مثل درمان‌های ایمپلنت، جراحی فک و صورت، ارتودنسی و اندودنتیکس رو به افزایش است.<sup>(۴)</sup> تصاویر لترال سفالومتری شبیه‌سازی شده بوسیله CBCT نیز ارزشی مشابه با سفالومتری معمولی داشته<sup>(۵)</sup> ولی از توانایی تکرارپذیری بالاتری بین معاینه کنندگان برخوردار است.<sup>(۶)</sup>

علیرغم اینکه CBCT تصاویر بهتری برای درمان جامع اورتودنسی فراهم می‌آورد<sup>(۷)</sup>، بایستی دوز افزایش یافته این تصویربرداری را نیز مد نظر داشت.<sup>(۸)</sup> از دیرباز نگرانی جوامع پزشکی به اثرات سوء اشعه تابش شده بر بدن متمرکز و مورد بررسی و ارزیابی بوده است.<sup>(۴)</sup> در سال ۱۹۳۱ اولین توصیه‌ها برای کاهش دوز اشعه به تصویب رسید که تا به امروز این توصیه‌ها توسط انجمن جهانی حفاظت در مقابل تشعشع National council on radiation protection (NCRP) به طور مداوم بازنگری می‌شود.<sup>(۸)</sup> از طرفی در صورت توجه کافی به مراحل تصویربرداری، می‌توان با مقادیر کمتری اشعه، اطلاعات قابل قبول رادیوگرافی را بدست آورد.<sup>(۹)</sup>

با توجه به متون، تاکنون بررسی در خصوص مقایسه (Field of view) (FOV) یا ماگزیلوفاسیال تکنیک CBCT با رادیوگرافی‌های دیجیتال معمول درمان جامع اورتودنسی بر دوز جذبی صورت نگرفته است. لذا دانستن مقادیر دوز تصاویر سه بعدی CBCT اهمیت ویژه‌ای در طرح ریزی نوع رادیوگرافی‌های درخواست شده توسط کلینیسیین دارد. لذا هدف این مطالعه بررسی و مقایسه FOV ماگزیلوفاسیال تکنیک CBCT با رادیوگرافی‌های دیجیتال معمول درمان جامع اورتودنسی بر دوز جذبی ارگان‌های هدف بود.

**یافته ها:**

نتایج میزان دوز جذبی اندام‌های هدف به تفکیک نوع تصویربرداری در جدول ۱ آمده است.

میزان دوز جذبی در لوب فرونتال مغز با روشهای مختلف تصویربرداری از سایر اندامها کمتر بود. ( $P < 0/001$ )

دوز جذبی مغز در رادیوگرافی دیجیتال داخل دهانی ۱۶ میکروسیورت و خارج دهانی ۳۶ میکروسیورت بوده و بیشترین دوز جذبی مربوط به CBCT NEWTOM و سپس CBCT ALPHARDVEGA که به ترتیب ۶۰۱ و ۳۴۴ میکروسیورت بود.

( $P < 0/001$ ) بیشترین دوز جذبی مربوط به غده بزاقی تحت فکی راست به میزان ۴۹۹۷ میکروسیورت با دستگاه CBCT ALPHARDVEGA و در رتبه بعدی پوست به میزان ۴۸۲۰ میکروسیورت با دستگاه CBCT ALPHARDVEGA قرار داشت.

در تمام اندامها اختلاف دوز جذبی روشهای تصویربرداری با توجه به آزمون ANOVA معنی دار بود. ( $P < 0/05$ )

و صفر شدند. سپس در میدان پرتوی چشمه Cs-137 (پرتو گاما با انرژی ۶۶۲ Kev) در یک دوز معلوم پرتو دهی شده و پس از پرتو دهی مجدداً در کوره الکتريکی برای مدت ۱۰ دقیقه در دمای ۱۰۰ درجه سانتیگراد گرمادهی شدند، این عمل پیش گرمادهی نامیده می شود که به منظور حذف پیکهای کم دما و تصحیح محوشدگی دوزی متر صورت می پذیرد. (۳) پس از اعمال پیش دما دوزی مترها بوسیله reader TLD مدل Harshaw ۴۰۰۰ در اتمسفر گاز نیتروژن خوانده شدند. از تقسیم دوز معلوم بر پاسخ دوزی مترها فاکتور کالیبراسیون برای دوزی مترها محاسبه شده و بدین ترتیب دوزی مترها کالیبره گردیدند. دوزی مترها بعد از ثبت شماره TLD Holder درون قطعات فانتوم قرار داده شد، برای هر ارگان مورد ارزیابی یک دوزی متر استفاده گردید. برای اینکه دوز دریافتی TLD توسط دستگاه قابل خواندن باشد فانتوم در تصویربرداری های معمولی ۱۰ بار و ۵ بار با CBCT ها تحت اکسیژن قرار گرفت. پس از اکسیژن TLD ها بدون تماس دست از محفظه پلاستیکی محافظ خارج و در محل قبلی TLD Holder قرار داده شد و به سازمان انرژی اتمی ایران، مرکز حفاظت در برابر پرتو کشور منتقل شدند. دوزی مترها خوانده شده و از حاصل ضرب پاسخ دوزی مترها در فاکتور کالیبراسیون و کم کردن دوز زمینه ای، دوز جذبی اندام هایی که دوزی مترها

در آنها قرار گرفته بود، بدست آمد. جدول ۱- میزان دوز جذبی (μSv) اندام‌های هدف به تفکیک نوع تصویربرداری

اندام هدف												
نوع تصویربرداری	پرتو بند	غده زیرزبانی	غده تحت فکی راست	غده تحت فکی چپ	غده پاروتید راست	غده پاروتید چپ	مغز استخوان راموس راست	مغز استخوان راموس چپ	غده هیپوفیز	پوست	عدسی چشم	لوب فرونتال مغز
CBCT newtom VGi	۲۰۳±۵۷	۱۷۰۲±۲۶۹	۱۸۴۱±۸۸	۱۷۴۲±۳۸	۱۲۵۶±۸۶	۱۷۲۳±۳۳	۱۸۶۹±۲۷	۱۶۶۹±۱۰۹	۱۴۴۷±۷۱	۲۰۳±۷۵	۱۷۶۴±۱۰۷	۶۰۱±۲۲
CBCT ASAHI	۴۰۱۴±۱۰۹	۴۰۴۸±۴۰	۴۴۹۷±۱۵۷	۴۸۰۶±۱۴۰	۴۱۹±۶۹	۴۲۱۶±۵۶۴	۳۹۶۱±۵۳۴	۲۰۵۵±۸۰	۲۱۳۶±۱۶۲	۴۸۲۰±۱۴۳۸	۵۱۱±۱۷۷	۳۴۴±۱۹
دیجیتال خارج دهانی	۲۳/۸	۶۰/۷±۵	۱۲۸۵±۵۷	۱۲۵۰±۶۲	۴۶±۱	۲۶±۱	۷۹۲±۴۴	۶۰۱	۵۹±۲/۵	۱۰۷±۵	۱۰۱±۹	۳۶±۱
دیجیتال داخل دهانی	۶۹/۷±۱۸	۱۸۹/۱±۱۳	۲۵۱±۲۲	۶۵۲±۶۱	۲۸۰±۱۳	۴۲۴±۲۲	۵۴۳±۱۴	۲۹۰/۸	۴۹±۳/۷	۳۹۹±۱۷	۲۵±۲	۱۶±۲
نتیجه آزمون	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001	P<0/001

μsv:mico sivert, CBCT: cone beam computed tomography

## بحث:

تحقیق نشان داد که بیشترین دوز جذبی مربوط به غده بزاقی تحت فکی راست با دستگاه CBCT ALPHARDVEGA و سپس مغز استخوان راموس راست با CBCT ALPHARDVEGA بوده و کمترین دوز متعلق به لوب فرونتال مغز با رادیوگرافی دیجیتال داخل دهانی است. در مجموع دوز جذبی در دستگاه ALPHARDVEGA بیشتر از NEWTOM بود. همچنین دوز جذبی در اسکنرهای CBCT بیشتر از تصویربرداری دیجیتال خارج دهانی و دیجیتال داخل دهانی بدست آمد.

Silva و همکاران در مطالعه ای به این نتیجه رسیدند که دوز جذبی CBCT از رادیوگرافی کانونشنال بالاتر بوده ولی از MDCT (Multi detector CT) کمتر می‌باشد.<sup>(۱۰)</sup>

در مطالعه حاضر، دوز جذبی غدد بزاقی در تصویربرداری با CBCT نسبت به سایر اندامها بالاتر بود که این نتیجه مشابه با نتایج مطالعه Silva و همکاران می‌باشد<sup>(۱۰)</sup> در مطالعات Kim،

Ludlow و همکاران نیز بیشترین دوز جذبی در تصویربرداری CBCT مربوط به غدد بزاقی ذکر شده است.<sup>(۱۱،۱۲)</sup> در تحقیق حاضر دوز جذبی غدد بزاقی و تیروئید در رادیوگرافی دیجیتال داخل دهانی به ترتیب ۲۳۳ میکروسیورت و ۷۰ میکروسیورت بدست آمده که بسیار کمتر از مطالعه Ludlow و همکاران می‌باشد.<sup>(۱۳)</sup> دوز جذبی برای غده بزاقی و تیروئید در مطالعه آنها به ترتیب ۴۱۱۰ و ۵۵۰ میکروسیورت بدست آمده بود. این تفاوت بدلیل استفاده از mA بالاتر در دستگاه رادیوگرافی پری اپیکال نسبت به دستگاه استفاده شده در مطالعه حاضر می‌باشد.

در این مطالعه دوز جذبی غدد بزاقی تحت فکی سمت چپ و پاروتید چپ در تصویربرداری دیجیتال خارج دهانی نسبت به غدد بزاقی در سمت راست بیشتر بدست آمد که این تفاوت میتواند به علت قرار گرفتن دورتر سمت چپ فانتوم از منبع اشعه در رادیوگرافی لترال سفالومتری نسبت به سمت راست باشد.

از نکات قابل ملاحظه تحقیق حاضر تفاوت دوز جذبی دستگاههای CBCT با FOV مشابه بود. دوز جذبی با دستگاه NEWTOM تقریباً در تمام اندامها بطور معنی داری کمتر از دستگاه ALPHARDVEGA بدست آمد. از دلایل بسیار مهم میتوان به تفاوت KVP و mA در اسکنرها اشاره کرد KVP و mA برای دستگاه NEWTOM حین تصویربرداری به ترتیب ۱۱۰ و ۰/۵۵ و برای دستگاه ALPHARDVEGA به ترتیب ۸۰ و ۴ میباشد KVP. پایین تر باعث کاهش کیفیت تصویر میگردد که برای جبران این مسئله mA باید بالا باشد همین امر موجب دوز بیشتری نسبت به زمانی که KVP بالاتر و mA پایین تر است می‌گردد.<sup>(۱۴)</sup> این تفاوت باعث ایجاد دوز جذبی بالاتر اسکنر ALPHARDVEGA نسبت به دستگاه NEWTOM شده است. این نکته خصوصاً در دستگاههایی که قابلیت تنظیم پارامترهای تابشی وجود دارد بسیار مهم بوده و کلینیسیین باید نسبت به تغییر این پارامترها برای هر بیمار بصورت جداگانه اقدام نماید تا دوز اضافی به بیمار تحمیل نگردد.

همچنین در این مطالعه برای پروتکلهای تصویربرداری، از پارامترهای تابشی توصیه شده توسط کارخانه سازنده دستگاهها برای یک فرد بالغ معمولی استفاده شد. این مقادیر ممکن است با گذشت زمان و در دستگاههای جدید تر تغییر کند. در دستگاه CBCT مدل‌های CB Mercuray و Iluma در ابتدا توصیه سازنده استفاده از پروتکلهایی با حداکثر اکسپوز بود ولی بعدها استفاده از پروتکلهایی با اکسپوز بسیار پایین تر بعنوان استاندارد این دستگاهها توصیه شد.<sup>(۱۶،۱۵)</sup> هرچند عملکرد واقعی و کلینیکی این توصیهها نامشخص است. نمونه بارز این مشکل، استفاده از فیلمهای با سرعت پایین و cone های گرد بطور وسیع در کلینیکها، علیرغم توصیه های انجمن دندانپزشکی آمریکا (ADA) و کمیسیون بین المللی محافظت در برابر تشعشع (NCRP) است.

این دو مرجع توصیه میکنند که از رسپتورهای با سرعت بالا و کولیماتور مربعی استفاده شود.<sup>(۱۷)</sup> عدم توجه به این مسئله باعث تحمیل دوزی ۱۰ برابری به بیمار می‌گردد.<sup>(۱۳)</sup>

### نتیجه گیری

به نظر می رسد که دوز جذبی اندامها در سر و گردن حین تصویربرداری CBCT با FOV بزرگ بیشتر از تصویربرداری های دیجیتال خارج دهانی و دیجیتال داخل دهانی می باشد. با این وجود در مواردی که کلینیسین تصویربرداری CBCT را نسبت به تصویربرداریهای کانوشنال برای ارایه تشخیص و درمان بهتر ارجح دانسته و درخواست داده ، وظیفه رادیولوژیست است که برای هر بیمار کمترین اکسپوزری را تنظیم نماید که اطلاعات تشخیصی کافی را منطبق بر اصول ALADA فراهم نماید.

پارامترهای بیولوژیکی مثل سن، جنس تفاوتی در میزان دوز وارده ایجاد می کند. از آنجایی که بافتهای کودکان حساسیت بیشتری به اشعه دارند در معرض خطر افزایش یافته دوبرابری نسبت به بزرگسالان هستند<sup>(۱۸)</sup> هرچند تفاوت در جنس بعلت دور بودن اندام های جنسی از منبع اشعه در تصویربرداری های سر و گردن به علت اکسپوز بسیار کم یا ناچیز اشعه، نادیده گرفته می شود، در مطالعه ای مشاهده شد که پلن فرانکفورت در زنان چرخشی ۱۷ درجه ای رو به پایین داشته و همین امر باعث افزایش ۳/۷ برابری دوز جذبی غده تیروئید در تصویربرداری CBCT با FOV بزرگ دستگاه شده است.<sup>(۱۹)</sup> باید توجه داشت که مقایسه روشهای تشخیصی تنها بر مبنای دوز جذبی کافی نبوده و همچنین کیفیت تشخیصی جدا از دوز وارده نمی باشد<sup>(۲۰)</sup> کلینیسین هنگام تجویز رادیوگرافی باید این سوال را از خود پرسد که این تصویر تا چه حد برای بیمار مفید خواهد بود<sup>(۱۳)</sup>

**References:**

- 1-Kapila S, Conley RS, Harrell WE Jr. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40(1):24-34
- 2-Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant Anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: Aspect related to radiation dose. *Int J Dent* 2012; 2012:813768
- 3-Signorelli L, Patcas R, Peltomäki T, Schätzle M. Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics. *J Orofac Orthop* 2016; 77(1):9-15.
- 4-Qu XM, Li G, Sanderink GC, Zhang ZY, Ma XC. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41(5):373-8.
- 5-Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36(5):263-9
- 6-de Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107(2):256-65.
- 7-Larson BE. Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141(4):402-11
- 8-National Council on Radiation and Measurements: Reference level and achievable doses in medical and dental imaging: recommendations for the United States, NCRP Report 172, Bethesda, MD, 2012.
- 9-American Dental Association Council on Scientific Affairs: Dental radiographic examinations : recommendations for patient selection and limiting radiation exposure. Revised 2012.
- 10-Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133(5):640. 1-5
- 11-Kim DS, Rashsuren O, Kim EK. Conversion coefficients for the estimation of effective dose in cone-beam CT. *Imaging Sci Dent* 2014 r; 44(1):21-9.
- 12-Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40(2):115-22.
- 13-Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc* 2008; 139(9):1237-43.
- 14-Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal KVP in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43(5):20140059.
- 15-Librizzi ZT, Tadinada AS, Valiyaparambil JV, Lurie AG, Mallya SM. Cone-beam computed tomography to detect erosion of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 140(1): 25-30.
- 16-Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106(1):106-14
- 17-Ludlow JB, Timothy R, Walker C, Hunter R, Benavides E, Samuelson DB, et al. Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44(1), 20140197.
- 18-Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009; 169(22): 2078–86.
- 19-Morant JJ, Salvado M, Hernandez-Giron I, Casanovas R, Ortega R, Calzado A. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42(3): 92555893.
- 20- J Ludlow JB1, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology : CB Mercuray, Newtom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35(4):219-26.